

국산 다축성 입각기 및 유각기 동시제어 인공 슬관절의 평가

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

박창일 · 신지철 · 배하석 · 김덕용 · 최용석

= Abstract =

Evaluation of Kinematic Data and Energy Consumption of Domestic Swing and Stance Phase Control Knee Assembly

Chang-il Park, M.D., Ji Cheol Shin, M.D., Hasuk Bae, M.D., Deog Young Kim, M.D.,
and Young Seok Choi, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine and Research Institute of Rehabilitation Medicine,
Yonsei University College of Medicine

Objective: This study aimed to evaluate the kinematic data and energy consumption of domestic swing and stance phase (SNS) control knee assembly in transfemoral amputees.

Method: Five male transfemoral amputees took prosthetic training of more than one week and evaluated with random applying 3 types of knee assembly; mechanical type, pneumatic type, and domestic SNS type. Kinematic data was obtained by the VICON 370 system (Oxford Metrics Ltd., UK.). Energy consumption was measured using a KB1-C (Aerosport Inc, U.S.A.).

Results: Domestic SNS type showed a significantly increased walking speed, cadence and step length compared with mechanical type and pneumatic type ($p < 0.05$). Domestic SNS type showed a significantly increased maximal hip flexion and extension compared with mechanical type and pneumatic type ($p < 0.05$). Domestic SNS type showed decreased peak knee flexion at swing phase and significantly increased peak knee extension at stance phase compared with mechanical type and pneumatic type ($p < 0.05$). In energy consumption, the domestic SNS type tended to show a lower O_2 cost and faster walking speed than the mechanical type and pneumatic type at free-walking.

Conclusion: We concluded the domestic SNS type had more tendency toward a normal gait pattern and lower energy consumption compared with mechanical type and pneumatic type.

Key Words: Prosthesis, Swing and stance phase control, Kinematic data, Energy consumption

서 론

접수일: 2001년 8월 31일, 게재승인일: 2001년 11월 7일

교신저자: 배하석

본 연구는 선도기술 의료공학기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(HMP-98-G-3-061-A).

절단은 가장 오래된 수술적 기법의 하나로 사회가 근대화되면서 교통 수단의 발달, 생명 연장 등으로

인해 계속 발생되고 있다. 이는 절단 장애인의 개인적인 장애뿐만 아니라 나아가 사회적 손실을 초래하고 있다. Kim 등¹²⁾에 의하면 우리 나라의 절단 장애인은 젊은 남자가 많고, 그 원인 또한 외상이 많은 부분을 차지하고 있으며, 하지 절단자 중에서 하퇴절단, 대퇴절단 순으로 보고하고 있다. 이 중 대퇴절단의 경우 하퇴 절단에 비해 보행 시 에너지 소모가 많고, 부자연스러운 보행양상을 보이는 것은 대퇴절단 환자의 인공 슬관절 때문으로 알려져 있다.³⁾ 이러한 이유로 환자의 불편을 덜어주고, 안정성을 유지하며, 건강한 다리와 척추체로 이동되는 하중을 줄이며, 또한 보행하는 동안 에너지 소모량을 줄일 수 있는 인공 슬관절을 개발하기 위한 노력이 지속되고 있으며, 탄소섬유나 티타늄, 그리고 에어크래프트 알루미늄 등의 새로운 재료를 사용하여 무게를 줄인 신제품이 연구 개발되고 있다.

지금까지 개발되어 상용화되고 있는 대퇴의지의 인공 슬관절은 축과 저항을 조절하는 방식에 따라 분류할 수 있으며, 축에 의한 분류는 크게 단축성과 다축성 인공 슬관절이 있고, 저항의 조절에 따른 분류에 의해 기계 제어식, 공압 제어식, 유압 제어식 그리고 마이크로 프로세서에 의한 조절식 등으로 나뉘어 진다.^{9,14)} 대퇴의지의 안정성과 기능성은 인공 슬관절의 축과 제어방식이 중요한 요인이 되기 때문에 최근에는 각각의 축과 제어 방식의 특성을 조합하여 새로운 형태의 인공 슬관절을 만드는 시도가 많은 연구소에서 시도 중이다.

최근 외국에서는 새로 개발되는 의지에 대하여 각각의 문제점 및 유용성 등을 평가하고 이를 통하여 기존의 의지를 개선하고 새로운 의지의 개발에 도움을 주기 위한 연구가 활발히 진행되고 있으나, 국내의 경우에는 외국인과는 다른 신체적 조건 및 원인을 가지고 있음에도 불구하고 아직 이에 대한 체계적인 연구가 거의 없는 실정이고 새로운 의지의 개발에 도움이 될 수 있는 연구도 미미한 실정이다. 이에 본 연구에서는 국내 최초로 의지의 국산화를 위하여 재활공학연구센터에서 연구개발 중인 다축성 입각기 및 유각기 동시 제어(SNS) 인공 슬관절의 임상적 평가를 하고자 하였다. SNS 인공 슬관절은 최근 외국에서 진행중인 기존 제어 방식의 장점만을 취하여 혼합하는 제작하는 방법을 이용하였다. 즉, 슬관절의 축은 관절 운동 시 회전 중심점의 변화를

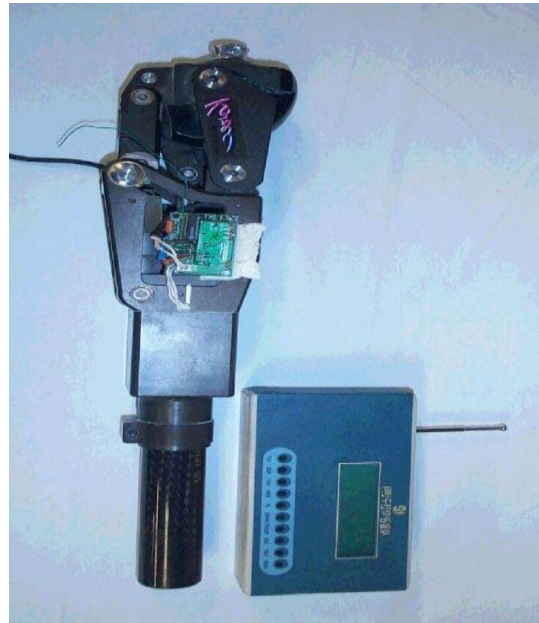


Fig. 1. Polycentric stance and swing phase control knee assembly.

제공하여 정상 슬관절과 가장 유사한 운동양상을 보이는 다축성으로 하였으며, 4개의 기본 축에 회전 중심이 다른 축을 한 개 더 연결한 5축성으로 입각기의 안정성을 보완하였으며, 입각기 제어방식은 유압 제어식을 사용하였고, 유각기 제어방식은 공압 제어식을 이용하였다(Fig. 1).²⁾ 본 연구에서는 대퇴절단 환자에게 다축성 기계 제어식 인공 슬관절, 다축성 공압 제어식 인공 슬관절과 재활공학연구센터에서 개발한 SNS 인공 슬관절을 장착한 대퇴의지를 착용시킨 후 운동형상학적 자료 및 산소소모비의 측정을 통해서 임상적, 생체역학적 비교와 평가를 시행하여 대퇴절단 장애인과 임상자에게 인공 슬관절에 대한 정확한 자료들을 제공하고, 국내 대퇴절단 환자들에게 적합한 대퇴의지를 선택하는데 필요한 기초 자료를 제공하는데 그 목적이 있다.

연구대상 및 방법

1) 연구대상

교통사고 등의 외상으로 인한 대퇴절단으로 최소한 3년 이상 대퇴의지를 착용하고 있으며, 보행을 위

한 보행기구를 사용하지 않고, 독립적인 보행이 가능하며, 절단단에 신경중, 동통이나 환상통 등의 문제점이 없고, 절단단이 충분히 성숙되어 있는 환자로서 요통이나 척추 만곡 등의 문제점이 없으면서 현재 특별한 전신적인 질환이 없는 5명의 대퇴절단 장애인을 대상으로 하였다. 모두 남자이었고, 이들의 연령은 27세부터 37세로, 평균 연령은 32.3세이며, 절단부위는 3예에서 우측이었고, 2예에서 좌측이었다. 절단의 원인은 모두 외상이었고, 절단지의 평균 길이는 32.5 cm이었다. 절단후 기간은 1.8년에서 6년까지로 평균 3.3년이었다. 정상 대조군은 신경·근·골격계 질환의 병력이 없는 건강한 성인남자 10명을 대상으로 하였고, 이들의 평균 연령이 24세(21~30세)이었다.

2) 연구방법

본 연구에 사용된 대퇴의지는 이미 상용화되어 있는 기계 제어식 인공 슬관절, 공압 제어식 인공 슬관절 및 국내에서 개발된 SNS 인공 슬관절을 이용하였고, 족관절의 차이에 의한 영향을 배제하기 위해서 모두 동일회사의 다축성 족관절을 사용하였다. 소켓은 정방형 소켓으로 하였으며, 제작 후 피검자가 소켓으로 인한 동통이나 불편감은 없었다. 각각의 대퇴의지를 임의의 순서대로 착용 후 모두 적응하도록 일주일 이상의 충분한 보행훈련을 실시하였으며, 대퇴의지의 조정은 의지기사와 재활의학과 의사에 의해서 이루어졌다. 본 연구에서 사용된 SNS 인공 슬관절은 다축성이며, 총 무게는 1,010 g 이었다. 기계 제어식 인공 슬관절은 Teh Lin사의 TGK-4000 모델로, 다축성이며, 총 무게는 656 g이었다. 공압 제어식 인공 슬관절은 Teh Lin사의 TGK-4P00 모델로, 다축성이며, 총 무게는 940 g이었다.

운동형상학적 지표는 3차원 동작분석 장비인 VICON 370 SYSTEM (Oxford Metrics Ltd., United Kingdom)을 이용하여 피검자 5명을 대상으로, 각각 절단자에게 기계 제어식 인공 슬관절, 공압 제어식 인공 슬관절, 국산 SNS 인공 슬관절을 무작위 순서로 장착시킨 후, 동작분석을 시행하였다. 검사 시행 전에 적외선 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위해 calibration을 시행한 후, VICON Protocol에 따라 기립 정지 상태에서 천골 표식자, 양측 골반 표식자, 양측 슬관절 표식자, 양측 대퇴 표식자,

양측 경골 표식자, 양측 족관절 표식자, 양측 전족부 표식자, 양측 종골 표식자를 부착하여 검사를 시행하였다. 우선 10미터 길이의 보도를 수 차례 걸게 하여 자연스러운 보행을 유도하였으며, 검사하는 동안은 최소한 6차례 이상의 보행을 시도하여 평균값을 분석하였다. VICON 340 Motion Analysis System을 통해 얻어진 visual and analog data는 VCM software를 이용하여 각 보행 주기에 따른 운동 형상학적 자료와 시공간적인 지표를 구하였다.

에너지 소모량은 산소소모량 측정기인 KBI-C (Aerosport Inc., U.S.A)를 이용하여 측정하였다. 모든 환자는 검사 4~5시간 전부터 금식을 시킨 상태에서 실험을 시행하였다. 실험 중 피검자는 마스크를 사용하여 호흡하였으며, 산소소모량은 산소소모량 측정기에 내장된 컴퓨터로 분석하였다. 안정기의 에너지 소모량은 5분간 조용히 앉은 자세에서 측정하고, 보행시의 에너지 소모량 측정은 각각의 대퇴의지를 착용하고, 편안한 상태에서 보행하게 하여 5분간의 보행 중 마지막 3분의 측정값의 평균으로 분당 에너지 소모량을 구하였다. 각각의 검사 사이에는 5분 이상의 휴식기간을 두고 분당 심박수가 안정기 심박수와 차이가 5회 이하가 되면 다음 검사를 시작하였다.

통계분석방법은 SPSSPC+(Version 8.0) 통계프로그램을 이용하였으며, 통계방법은 각 군간의 차이를 알아보기 위하여 Oneway ANOVA를 이용하여 각각의 인공관절을 착용 시 동작 분석의 척도와 에너지 소모량을 분석하였다.

결 과

1) 시공간적 지표의 비교

각각의 슬관절 착용 후 측정된 보행속도에서 기계 제어식 인공 슬관절은 평균 0.7 m/sec, 유압 제어식 인공 슬관절은 0.8 m/sec, 그리고 SNS 인공 슬관절은 0.9 m/sec로 정상 대조군의 평균 1.2 m/sec에 비해 느렸으나, 이중 SNS 인공 슬관절을 착용한 경우가 다른 두 인공 슬관절보다 보행속도, 분속수, 그리고 보장과 같은 시공간적 지표에서 통계학적으로 유의하게 증가되었고($p < 0.05$), 정상에 가장 근접한 결과를 나타내었다. 또한 보행 주기에 대한 양하지 지지기 비중은 SNS 인공 슬관절을 장착한 경우, 평균

Table 1. Comparisons of Temporospacial Parameters

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾	Normal
Speed (m/sec)	0.7±0.1	0.8±0.1	0.9±0.1*	1.2±0.1
Cadence (steps/min)	86.1±3.1	90.8±3.0	93.3±2.8*	106±5.5
Step length (cm)	54.9±2.6	55.1±4.3	62.5±3.3*	61.6±5.0
Step time (sec)	0.8±0.1	0.7±0.1	0.7±0.1	0.5±0.1
Single support time (%)	26.9±2.9	24.5±3.4	28.6±2.1	38.4±2.2
Double support time (%)	35.5±2.7	39.0±3.1	33.1±1.9	23.2±3.8
Swing phase (%)	36.0±2.8	36.8±2.8	39.6±2.2	38.4±3.3

Values are mean±S.D.

1. Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2. Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3. SNS: Stance and swing phase control knee assembly

*p<0.05

Table 2. Step Length and Swing Phase Difference between Sound and Amputated Side

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾
Step length (cm)	9.9±4.5	11.5±5.8	10.8±3.9
Swing phase (%)	12.8±3.8	12.2±3.8	9.5±3.1

Values are mean±S.D.

1: Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2: Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3: SNS: Stance and swing phase control knee assembly

33.1%로 정상 대조군의 평균 23.2%보다는 증가되어 있었으나, 기계제어식 인공 슬관절과 공압제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 35.5%, 39%에 비하여 감소되어 있었다. 보행 주기에 대한 유각기 비중은 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 39.6%로 정상대조군의 평균 38.4%와 차이가 없었으며, 기계제어식 인공 슬관절과 공압제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 36%, 36.8%에 비하여 증가된 소견을 보였다(Table 1).

2) 활보장 및 유각기 비율의 차이 비교

기계 제어식 인공 슬관절, 공압 제어식 인공 슬관절과 SNS 인공 슬관절간에 견축과 절단축과의 보장 차이 및 유각기 비중 차이는 의의 있는 차이를 보이지 않았으나, SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 유각기 비중의 차이는 평균 9.5%로 기계 제어식 인공

슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 12.8%, 12.2%에 비해 차이가 작은 경향을 보였다(Table 2).

3) 고관절의 시상면 운동형상학적 비교

고관절의 운동형상학적 분석상 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 의지측에서의 입각기 시 고관절의 최대 신전 각도가 평균 5.1도로 기계 제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 0.3도, 1.1도에 비하여 통계학적으로 의미 있게 증가된 소견을 보였으며(p<0.05), 정상 대조군의 측정값과 같은 결과를 보였다. 유각기 고관절의 최대 굴곡 각도는 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 56.2도로 정상 대조군의 평균 36.9도, 기계제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 40.2도, 42.4도보다 유의하게 증가된 소견을 보였다(p<0.05)(Table 3).

4) 슬관절의 시상면 운동형상학적 비교

슬관절의 운동형상학적 분석상 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 유각기의 슬관절의 최대 굴곡 각도는 평균 54.7도로 정상 대조군의 평균 64.6도와 기계 제어식 인공 슬관절 및 공압 제어식 인공 슬관절 장착을 장착하였을 때의 평균 73.7도, 58도에 비하여 감소된 소견을 보였다. 입각기 시 의지측의 슬관절 최대 신전 각도는 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 14.6도로 기계 제어식 인공 슬관절 및 공압

Table 3. Kinematic Data in Sagittal Plane of Hip

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾	Normal
Peak hip flexion angle at swing phase (°)	40.2±1.9	42.4±1.1	56.2±1.7*	36.9±5.2
% gait cycle at peak hip flexion	87.9±1.4	93.5±2.4	94.6±2.9	95.2±2.1
Peak hip extension at stance phase (°)	0.3±0.9	1.1±0.7	5.1±0.9*	5.1±5.5
% gait cycle at peak hip extension angle	54.3±1.2	53.0±1.9	57.0±1.6	52.6±2.3

Values are mean±S.D.

1. Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2. Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3. SNS: Stance and swing phase control knee assembly

*p<0.05

Table 4. Kinematic Data in Sagittal Plane of Knee

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾	Normal
Peak knee flexion at swing phase (°)	73.7±2.0	58.0±2.5	54.7±1.3	64.6±4.6
% gait cycle at peak knee flexion angle	72.9±1.2	71.2±2.2	69.3±1.7	74.0±2.2
Peak knee extension at stance phase (°)	3.6±0.5	6.9±0.5	14.6±0.7*	11.0±4.5
% gait cycle at peak knee extension angle	40.7±2.1	39.0±6.0	47.9±3.7	40.1±2.5

Values are mean±S.D.

1. Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2. Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3. SNS: Stance and swing phase control knee assembly

*p<0.05

Table 5. Kinematic Data in Sagittal Plane of Ankle

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾	Normal
Ankle angle at initial contact (°)	3.0±0.8	2.3±0.3	8.6±2.1*	2.9±3.6
Peak ankle dorsiflexion at stance phase (°)	13.2±0.7	12.1±0.6	21.8±0.6*	18.7±3.5
% gait cycle at peak ankle dorsiflexion angle	47.5±1.6	46.7±1.6	50.4±1.9	46.0±2.3
Peak ankle plantarflexion at swing phase (°)	1.1±0.4	0.3±0.3	6.2±0.2	12.2±6.5
% gait cycle at peak ankle plantarflexion angle	71.5±5.7	72.2±3.4	71.1±5.5	66.0±2.5

Values are mean±S.D.

1. Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2. Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3. SNS: Stance & swing phase control knee assembly

*p<0.05

제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 3.6도, 6.9도에 비해 통계학적으로 유의하게 증가된 소견을 보였으며(p<0.05), 정상 대조군의 평균 11도에 가장 근접한 소견을 보였다(Table 4).

5) 족관절의 시상면 운동형상학적 비교

족관절의 운동형상학적 지표 상 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 발뒤축 접지기의 족관절의 배측굴곡은 평균 8.6도로 기계 제어식 인공 슬관절, 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 3.0도, 2.3

Table 6. Comparison of Oxygen Consumption

	Mechanical ¹⁾	Pneumatic ²⁾	SNS ³⁾	Normal
Speed (km/h)	2.2±0.4	2.2±0.3	2.6±0.3	3.8±0.5
O ₂ rate (ml/kg/min)	8.1±2.0	8.8±1.0	7.1±1.5	7.9±1.0
O ₂ cost (ml/kg/m)	0.20±0.02	0.21±0.02	0.15±0.02	0.13±0.01

Values are mean±S.D.

1. Mechanical: Mechanical control knee assembly, 2. Pneumatic: Pneumatic control knee assembly, 3. SNS: Stance & swing phase control knee assembly

도와 비교 시 유의하게 증가된 소견을 보였다($p < 0.05$). 또한 입각기 족관절의 최대 배측 굴곡도 평균 21.8로 다른 두 인공 슬관절을 장착하였을 때에 비해 유의하게 증가되어 있었다($p < 0.05$). 유각기의 족관절의 최대 족저 굴곡은 SNS 인공 슬관절을 장착한 경우에 평균 6.2도로 기계 제어식 인공 슬관절, 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 1.1도, 0.3도에 비해 증가된 소견을 보였으나 정상 대조군의 12.2도에 비해서는 감소되어 있었다(Table 5).

6) 에너지 소모량

SNS 인공 슬관절 장착하였을 때 자율 보행의 속도는 평균 2.6 km/h로 정상 보행군의 3.8 km/h에 비해서는 느렸으나, 기계 제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절 장착 시 각각의 평균 2.2 km/h에 비해 15% 정도 빠른 속도를 보였다. 단위시간당 소비되는 산소소모비를 살펴보면 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 평균 0.15 ml/kg/m로 정상 대조군의 0.13 ml/kg/m와 차이가 없었으며, 기계 제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때의 평균 0.20 ml/kg/m, 0.21 ml/kg/m에 비하여 각각 25%, 28.6% 낮게 나타났다(Table 6).

고 찰

대퇴절단 환자가 겪게 되는 중요한 문제 중 하나는 정상에 비해서 보행 속도의 감소¹⁰⁾와 보행 시 에너지 소모량이 정상에 비해서 증가하는 것이고, 이 에너지 소모량의 증가는 슬관절의 소실이 가장 중요한 이유로 알려져 있다.^{8,23)} 절단 부위에 따라 보행 시 에너지 소모량은 31%에서 67%까지 증가하는 것으로 알려져 있고,^{6,24)} 특히 나이가 많고 심폐기능에

문제가 있는 노년층에서 의지보행은 보행유지가 어렵고, 기능적으로 더 많은 손실을 보인다.

대퇴절단 환자의 재활프로그램에서 가장 중요한 목적 중 하나인 절단 환자들의 보행 지구력(endurance)과 관련지어 비정상적으로 높아져 있는 에너지 소모량을 줄이기 위해, 의지의 무게와 에너지 소모량과의 관계 등을 포함한 다양한 연구들이 진행되어 왔다.⁷⁾ 가장 이상적인 의지의 무게는 알려져 있지 않지만, 많은 연구자들은 에너지 소모량의 감소를 위하여 의족의 무게를 감소시키고자 노력하였고 그 결과 무게가 상당히 가벼워졌지만, 이로 인해서 기대되는 에너지 소모량의 감소는 별 차이를 나타내지 못한 것으로 알려져 있다.¹⁸⁾ 그러한 원인을 Gitter 등⁷⁾은 대퇴절단 환자들은 의지의 무게와 상관없이 주어진 의지의 무게 내에서 전체적인 일의 양, 즉 에너지 소모량의 증가 없이 본인 스스로가 보행을 극대화할 수 있는 능력을 가지고 있기 때문으로 설명하고 있다. 그 이후 많은 연구가 인공 슬관절의 물리적 특징에 대해 이루어지고 있다.

단축성 슬관절은 단순한 경첩 방식으로 구성되어 있으며, 장점은 디자인이 간단하고, 유지비가 적게 드는 것이고, 단점은 보행 시 기계적 안정성이 부족한 것으로 알려져 있다. 다축성 인공 슬관절은 4개의 회전 중심점이 있고, 이들 중심점은 각각 연결 막대(linkage bar)에 의해 연결되어 있다. 이와 같은 다축성 인공 슬관절은 기능적으로 절단환자에게 앓는 기능을 제공하느냐, 또는 입각기시의 안정성 및 전유각기시 슬관절 굴곡을 쉽게 하느냐에 따라서 그 기계적 디자인이 다르다.¹⁵⁾ 본 연구에서 사용된 SNS 인공 슬관절은 기존의 4축에 1개의 축을 추가하여 5축으로 구성되어 있다. 기존의 4축 방식의 경우 뜻밖의 상황에서 하중이 가해지면 중심을 잃거나 넘어

지는 단점이 있어 이를 방지하기 위하여 브레이크를 설치하거나 무릎이 고정되는 의지를 사용하였다.²⁾ 그러나 SNS 인공 슬관절에서는 4개의 기본 축에 회전 중심이 다른 축을 유압 제어식 조절장치에 연결하여 갑작스런 회전 중심의 변화에 대응할 수 있게 하여 입각기의 안정성을 주도록 설계하였다.²⁾

인공 슬관절 제어방법 중 기계 제어식은 구조가 간단하며, 장점으로는 비용이 적게 든다는 것과 무게가 가벼운 점이며, 단점으로는 지면반발력이 인공 슬관절의 어디에 놓이느냐에 따라 안정성이 달라지는 점과 보행 속도 변화에 따른 인공 슬관절의 마찰 정도를 조절할 수 없다는 것을 보고하고 있다.¹⁹⁾ 공압 제어식 및 유압 제어식은 인공 슬관절 운동 시 저항이 연속적으로 변하는 비선형적 운동 양상에 따라 슬관절의 저항을 조절할 수 있어 보행을 보다 정상에 가깝게 하며, 보행 중 에너지 소모를 적게 한다. 공압 제어식 인공 슬관절은 구조적으로 실린더와 피스톤 등으로 구성되어 있고, 실린더에 압축 공기가 들어있는 것으로,^{2,16)} 공기 배출구의 크기를 조절함으로써 보행속도에 따라 인공 슬관절의 마찰 정도를 조절하게 된다. 따라서 다양한 보행속도에서 전 보행주기에 걸쳐 기계적 안정성을 유지할 수 있는 장점이 있으나, 유지비가 많이 들고, 무거운 것이 단점이다. 유압 제어식 인공 슬관절은 내부 실린더에 공기 대신 유체가 들어 있는데, 보행속도에 따라 내부 액체의 흐름을 제한함으로써 마찰 정도를 조절하는 것으로서,^{2,19)} 다른 제어식에 비해 비교적 정상에 가까운 슬관절의 움직임을 나타내며, 보행속도의 변화에 따른 기계적 안정성을 제공한다. 또한 Mauche 등에 의해서 개발된 유압 제어식 인공 슬관절은 입각기시의 슬관절 안정성을 증가시킴으로써 절단 환자들이 거친 경사로를 오르내릴 수 있게 되었다.²²⁾

이러한 공압 제어식과 유압 제어식 인공 슬관절은 기계 제어식 인공 슬관절에 비해 무겁고, 비싸며, 상대적으로 내구성이 떨어지지만, 입각기시의 슬관절 안정성 및 보행 속도 변화에 따른 인공 슬관절의 마찰 조절 정도는 우수한 것으로 알려져 있다. 본 연구에서 사용된 SNS 인공 슬관절의 경우 입각기 제어는 입각기시의 슬관절의 안정성이 입증된 유압 제어식을 사용하였으며, 유각기 제어는 공압 제어식을 사용하였다.²⁾

대퇴절단 장애인의 시공간적 지표상의 보행 특성

은 첫째, 분속수의 감소로 인한 보행속도의 감소이며, 둘째, 의지축 유각기 비중의 증가이고, 셋째, 유각기시 정상 대조군보다 하지를 많이 올리는 것이다.¹⁾ 본 연구에서 검사한 모든 슬관절에서도 이와 유사한 결과를 보였다. 즉, 보행의 속도는 정상 대조군에 비하여 감소되어 있었으며, 3개의 인공 슬관절을 비교하여 그 특성을 보면 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때가 기계 제어식이나 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때에 비하여 분속수, 활보장, 그리고 보행 속도가 유의하게 증가하였으며, 분속수와 보행 속도는 정상 대조군의 측정값에 가장 근접한 결과를 보였으며, 활보장의 경우 정상 대조군과 차이가 없었다. 유각기 비중은 기계 제어식과 공압 제어식 인공 슬관절을 장착하였을 때만 정상 대조군에 비해 감소된 소견을 보였다. 양하지 지지기는 모든 측정군에서 정상 대조군에 비해 증가된 소견을 보였으며, 각 인공 슬관절 간에 비교해 보면 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때가 다른 두 인공 슬관절에 비하여 양하지 지지기가 감소된 소견을 보였고, 유각기 비중은 정상 대조군과 차이가 없었다. 이상의 결과는 SNS 인공 슬관절을 장착한 후 보행을 할 때가 다른 2개의 인공 슬관절을 장착한 후 보행을 할 때보다 안정성이 높기 때문이라 생각된다. 또한 의지축 유각기 비중이 증가되는 소견은 대퇴절단 환자의 보행특성을 보여주었으며, 이 중 SNS 인공 슬관절의 경우 기계 제어식과 공압 제어식 인공 슬관절에 비해서 건측과 의지축의 유각기 차이가 가장 작았으며, 정상 보행에 가장 근접한 결과를 보였다. 이는 SNS 인공 슬관절의 안정성의 증가로 인해 건측과 의지축의 차이가 감소한 것으로 생각된다.

고관절의 운동형상학적 분석에서 SNS 인공 슬관절을 장착하였을 때 의지축에서 유각기 고관절 최대 굴곡 각도가 평균 56.2도로 정상 대조군의 평균 36.9도보다 증가한 것은 유각기 슬관절의 최대 굴곡이 충분히 일어나지 않아서 생기는 보상기전으로 생각된다. 또한 정상 대조군의 측정치와 거의 차이가 없는 입각기 고관절의 최대 신전 각도의 경우 다른 두 인공 슬관절에 비해 유의하게 증가된 소견을 보였다. 이는 시공간적 지표에서 활보장이 유의하게 증가함에 따라 나타나는 소견으로 생각된다.

슬관절의 운동형상학적 분석에서 입각기 슬관절의 최대 신전 각도가 기계 제어식, 공압 제어식, SNS

제어식 인공 슬관절 순으로 증가한 결과와 유각기 슬관절의 최대 굴곡 각도가 SNS 제어식, 공압 제어식, 기계 제어식 인공 슬관절 순으로 증가한 결과는 저항의 정도에 따른 인공 슬관절 제어방식의 특징을 보여준다고 생각한다. 저항이 가장 작은 기계 제어식 인공 슬관절은 유각기 슬관절 최대 굴곡이 가장 크게 나타났고, 입각기 슬관절 최대 신전이 가장 작게 나타났으며, 제어 장치의 저항이 가장 큰 것으로 생각되는 SNS 인공 슬관절은 유각기 슬관절의 최대 굴곡이 가장 작게 나타났으며, 입각기 슬관절 최대 신전이 가장 크게 나타났다. 이는 SNS 인공 슬관절의 경우 안정성을 위해 입각기 및 유각기에 두 개의 제어 방식을 이용함에 따라 보행시 한 개의 제어 방식을 사용할 때보다 저항이 증가되었기 때문으로 생각되며, 또 하나의 가능성은 안정성을 증가하기 위해 추가된 1개의 축에 연결된 유압 제어식 조절 장치의 저항이 크게 설정되어 슬관절의 운동을 제한할 수 있을 것이라 생각한다. 즉, 대퇴절단 장애인에서 정상에 근접한 보행을 하기 위해서는 슬관절의 적절한 저항의 유지가 중요함을 의미하며, 향후 이에 대한 연구가 진행되어 보완이 되어야 할 부분이라고 생각된다.

족관절의 운동형상학적 분석상 SNS 인공 슬관절에서 발뒤축 접지기 시 족관절 배측굴곡이 8.6도로 정상 대조군의 평균 2.9도, 기계 제어식 인공 슬관절의 경우 평균 3.0도, 그리고 공압 제어식 인공 슬관절의 경우 평균 2.3도에 비해 매우 증가한 결과를 보였다. 이는 유각기 고관절 최대 굴곡이 증가한 것과 슬관절의 완전 신전이 이루어지지 않아서 증가된 것으로 생각된다. 또한 입각기에 족관절의 최대 배측 굴곡이 증가한 것은 슬관절이 최대 신전 위치에서 약간 굴곡 상태를 보였기 때문이며, 유각기 족관절의 족저굴곡이 6.2도로 증가한 소견은 유각기시 고관절의 과도한 굴곡과 보행 속도의 증가 등이 원인으로 생각된다.

대퇴의지의 슬관절에 관한 연구 중 운동형상학적 분석과 함께 또한 중요한 문제는 바로 의지 착용 후 보행시의 에너지 소모량이라 할 수 있다. 대퇴절단 환자에 있어서 인공 슬관절 이하의 부위와 족관절부의 특성 변화는 보행 시 에너지 소모량에 영향을 미치며,²⁵⁾ 그와 같은 변화는 고관절에 작용하는 모멘트에도 영향을 주게 된다.²⁰⁾ Isakov 등¹¹⁾은 open knee

mechanism과 locked knee mechanism을 사용한 의지를 비교하였으며 피실험자 중 젊은 환자들만 에너지 소모율을 측정하였는데, open-knee joint를 사용했을 때 더 많은 산소를 소모하였다고 보고하였다. 또한 Boonstra 등⁴⁾은 보통 사람의 평균 보행 속도에 못 미치는 속도에서 기계 제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절을 사용하여 기능을 비교한 결과 공압 제어식 인공 슬관절을 사용한 경우가 기계 제어식 인공 슬관절을 사용한 경우보다 보행시 더 많은 에너지를 요구한다는 것을 보고하였다. 또한 Taylor 등²¹⁾은 인공지능 의지와 일반적으로 사용되는 의지를 비교한 결과 저속에서는 두 종류 의지의 에너지 소모에 별 차이가 없었으나, 3.2 km/h의 보행 속도에서는 인공지능 의지의 에너지 소모가 약 10% 낮다는 것을 보고하였다. 또한 공압식 슬관절에 비해 인공지능 의지의 경우 향상된 반응 및 보다 나은 보행 대칭성¹³⁾ 외에 보행 시 에너지 소모량의 감소가 보고되고 있다.^{5,17,21)} 본 연구에서 SNS 인공 슬관절을 장착 시에 단위시간당 소비되는 산소소모비는 0.15 ml/kg/m로 다른 두 인공 슬관절의 0.20 ml/kg/m, 0.21 ml/kg/m보다 적게 나타났으며, 보행 속도 면에서 2.62 km/h로 다른 인공 슬관절 장착시보다 빠른 속도를 보였다. 이상의 결과로 보아 SNS 인공 슬관절 장착 후 보행을 하였을 때, 기존의 기계식 인공 슬관절이나 공압식 인공 슬관절에 비해 더 효율적인 보행이 가능함을 알 수 있었다.

본 연구의 문제점은 첫째, 대상 환자수가 충분하지 못하였으며, 이로 인하여 다양한 연령층을 대상으로 연구를 시행하지 못한 것과 둘째, 다양한 보행 속도에서의 에너지 소모량을 비교하지 않은 것이다. 향후 연구는 다양한 연령층을 대상으로 연구가 이루어져야 하며, 또한 각각의 슬관절을 착용하였을 때의 만족도 및 문제점, 일상생활을 수행하는데 있어서 어떠한 문제점 등이 있는지에 대해서도 연구가 이루어져야 한다고 생각한다. 또한 대퇴의지간 각기 다른 생체역학적 특징을 비교 검토하여야 하며, 원인에 따른 대퇴절단 환자간 비교 및 양측성 대퇴절단 환자를 대상으로 하여, 사용되고 있는 대퇴의지의 유용성에 대해서 연구가 이루어져야 한다고 사료된다.

본 연구에서 사용된 국산 SNS 인공 슬관절은 시제품으로서 다른 인공 슬관절에 비해 무게가 상대적

으로 무거웠던 점, 속도에 따른 슬관절의 마찰력을 조절하는 마이크로 프로세서의 조작성 용이하지 않아, 대퇴절단자가 보행속도 변화에 따른 대처가 쉽지 않았던 점과 충전 시간이 오래 걸리고, 배터리의 용량이 작은 점 등의 문제점에 대하여 향후 기술적 보완이 필요하리라 사료된다.

결 론

국내에서 개발한 SNS 인공 슬관절의 평가 결과, 기계 제어식 인공 슬관절과 공압 제어식 인공 슬관절에 비하여 운동형상학적 결과상 슬관절의 제어장치에 보완 사항이 발견되었으나 다른 두 인공 슬관절에 비해 정상에 더 근접한 소견을 보였으며, 보행속도의 증가 및 산소소모비에서 우수한 경향을 보였다. 본 연구에서 제시한 SNS 인공 슬관절의 특성과 다축성 슬관절의 특성은 향후 더 진화된 인공 슬관절의 개발과 절단환자들에게 적합한 인공 슬관절의 연구에 필요한 생체역학적 기초자료로 이용될 수 있을 것으로 생각된다. 또한 본 연구에서 제시한 국산 인공 슬관절의 기술적 문제점 등을 보완, 점진적인 발전을 통한 인공 슬관절의 완전 국산화는 국내 대퇴절단 환자뿐만 아니라 국가의 장애인 정책지원이나 대외 경쟁력 부분에서 많은 도움이 되리라 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) 윤승호, 김봉욱: 임상보행분석, 서울: 도서출판 세진기획, 1994, pp127-130
- 2) 진미령: 선도기술의료공학 기술개발사업 연차실적계획서. 재활공학연구센터, 2000, pp17-29
- 3) Alexander RM, Jayes AS: Fourier analysis of force exerted in walking and running. J Biomech 1980; 13: 383-390
- 4) Boonstra AM, Schrama J, Fidler V, Eisma WH: Energy cost during ambulation in transfemoral amputee: A knee joint with a mechanical swing phase control versus a knee joint with a pneumatic swing phase control. Scan J Rehabil Med 1995; 27: 77-81
- 5) Buckley JG, Spence WD, Solomonidis S: Energy cost of walking: Comparison of intelligent prosthesis with conventional mechanism. Arch Phys Med Rehabil 1997; 78: 330-333

- 6) Fisher RG, Goldman RF: Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. Arch Phys Med Rehabil 1978; 59: 124-133
- 7) Gitter A, Czerniecki J, Meinders M: Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation. Am J Phys Med Rehabil 1997; 76(2): 114-121
- 8) Gonzalez EG, Corcoran PJ, Reyes RL: Energy expenditure in below-knee amputees: Correction with stump length. Arch Phys Med Rehabil 1974; 55: 111-119
- 9) Hadfield P, Clery D: Electronic leg helps walkers get in the swing. New Scientist 1992; 12: 21-26
- 10) Hicks R, Tashman S, Cary JM, Altman RF, Gage JR: Swing phase control with knee friction in juvenile amputees. J Orthop Res 1985; 3(2): 198-201
- 11) Isakov E, Susak Z, Becker E: Energy expenditure and cardiac response in above-knee amputees while using prostheses with open and locked knee mechanisms. Scand J Rehabil Med Suppl 1985; 12: 108-111
- 12) Kim DY, Kim TS, Kim YC, Park CI, Shin JC: Statistical analysis of amputation and trends in Korea. Prosthet Orthot Int 1996; 20: 88-95
- 13) Kirker S, Keymers S, Talbot J: An assessment of the intelligent knee prosthesis. Clin Rehabil 1996; 10: 267-273
- 14) Michael JW: Modern prosthetic knee mechanisms. Clin Orthop 1999; 361: 39-47
- 15) Radcliffe CW: Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: Kinematics, alignment and prescription criteria. Prosthet Orthot Int 1994; 18: 159-173
- 16) Radcliffe CW, Lamoreux L: UC-BL Pneumatic swing-control unit for above-knee prostheses: Design, adjustment and installation. Bull Prosthet Res 1968; 10: 73-89
- 17) Schmalz T, Blumentritt S, Tsukishiro K, Kocher L, Dietl H: Energy efficiency of trans-femoral amputees walking on computer-controlled prosthetic knee joint "C-Leg". Abstracts of the Ninth World Congress. Prosthet Orthot Int 1998; 22: 459-460
- 18) Skinner HB, Mote CD: Optimization of amputee prosthetic weight and weight distribution. J Rehabil Res Dev 1989; 26(suppl): 32-33
- 19) Staros A, Murphy EF: Properties of fluid flow applied to above-knee prostheses. Bull Prosthet Res 1964; 10: 40-65
- 20) Tashman S, Hicks R, Jendrzeczyk DJ: Evaluation of a preosthetic shank with variable inertial properties. Clin Prosthet Orthot 1985; 9: 23-28
- 21) Taylor MB, Clark E, Offord A, Baxter C: A compa-

- parison of energy expenditure by a high level transfemoral amputee using the intelligent prosthesis and conventionally damped prosthetic limbs. *Prosthet Orthot Int* 1996; 20(2): 116-121
- 22) Volatile TB, Roberson JR, Whitesides TE: The Mauch hydraulic knee unit for above-knee amputation. *Orthopedics* 1985; 8: 229-230
- 23) Waters RL, Perry J, Antonelli D: Energy cost of walking of amputees: Influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A: 42-46
- 24) Waters RL, Yakura JS: The energy expenditure of normal and pathological gait. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 1989; 1: 183-189
- 25) Williams KR, Cavanagh PR: Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987; 63: 1236-1245
-